

Sistema de monitoreo de convulsiones tónico-clónicas para pacientes con Epilepsia

Estefanía Paredes ^{*1} y Doris Crespo ^{*2}

** Ingeniería Electrónica en Telecomunicaciones
Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE
P. O. Box 17-15-231B, Sangolqui, Ecuador.*

¹ eeparedes3@espe.edu.ec

² dacrespo@espe.edu.ec

Resumen—El presente artículo se describe un sistema de monitoreo de convulsiones tónico-clónicas para pacientes con Epilepsia el cual permite mantener un control de progreso y evolución de las crisis propias de esta enfermedad.

El sistema está conformado por una aplicación desarrollada en la plataforma Android para terminales móviles inteligentes, la cual a su vez se conecta con un servidor web que almacena y permite visualizar la información recopilada.

Index Terms—Android, acelerómetro, monitoreo, algoritmo, Epilepsia .

I. INTRODUCCIÓN

Actualmente debido a los avances tecnológicos existen nuevos métodos de asesoría y ayuda a pacientes que han sido diagnosticados de diferentes patologías, buscando como fin mejorar su calidad de vida. Por esta tendencia el actual proyecto desarrolla un software dirigido a personas diagnosticadas con epilepsia.

La epilepsia constituye el trastorno neurológico más común en el mundo, supera a una enfermedad tan conocida como el Parkinson. Según la Liga Internacional contra la Epilepsia (ILAE), el 60 % de los pacientes que padecen esta enfermedad no está diagnosticado o no tienen acceso a los servicios y tratamientos apropiados.

El software se desarrolló bajo el sistema operativo Android, el cual es una plataforma de código abierto lo que hace posible que fabricantes, operadores y desarrolladores den mayor funcionalidad a sus dispositivos inteligentes.

Para realizar el monitoreo de las convulsiones este proyecto emplea el sensor de movimiento acelerómetro .

ACELERÓMETRO En términos de hardware, los acelerómetros pertenecen a la categoría de los MEMS (*Micro Electro-Mechanical Systems*), un tipo de dispositivos electro-mecánicos construidos generalmente a base de silicio policristalino modelado y que se miden en micrómetros.

Un acelerómetro mide la aceleración relativa, tomando como referencia la de caída libre (es decir, en la Tierra la referencia es $g = 9,81m/s^2$). Por lo tanto, los datos del acelerómetro se obtienen mediante:

$$A = g - g_m \quad (1)$$

Donde: A es la aceleración relativa, g es la aceleración de la gravedad y g_m es la aceleración del movimiento.

La información obtenida del acelerómetro se encuentra en tres vectores de valores decimales que representan la aceleración individual del terminal móvil en los ejes $[x,y,z]$. Estos valores son almacenados en m/s^2 .

II. PROCESAMIENTO DE DATOS

Se realizó un análisis de los datos tomados mediante el acelerómetro los cuales corresponden a cinco pacientes seleccionados ya que presentaban convulsiones tónico-clónicas generalizadas de manera frecuente. Para esto se ubicó el terminal móvil a la altura de la cintura en permanente contacto con el paciente.

II-A. Adquisición de datos

Los dispositivos móviles ofrecen cuatro velocidades por defecto para la adquisición de los datos provenientes de los sensores del dispositivo, los cuales se observan en la Tabla I.

Tabla I
MODO PARA LA VELOCIDAD DE TOMA DE DATOS

Modo	Frecuencia
SENSOR_DELAY_NORMAL	14 Hz
SENSOR_DELAY_UI	20 Hz
SENSOR_DELAY_GAME	50 Hz
SENSOR_DELAY_FASTEST	80 Hz

Tomando en cuenta que los movimientos de una convulsión tónico-clónica presentan una frecuencia de 4 a 8 Hz[1], y considerando el teorema de *Nyquist-Shannon* se establece que la mínima frecuencia de muestreo para la toma de datos corresponde a 16 Hz, por lo tanto en el presente proyecto se utiliza el modo *DELAY_GAME*.

Para el posterior análisis de los datos, mediante programación se realiza el almacenamiento automático de los mismos en un archivo .txt, el cual almacena los valores de los ejes $[x,y,z]$ con su respectiva hora de registro.

II-B. Pre procesamiento de datos

El análisis individual de los ejes de aceleración [x,y,z] es de gran importancia en el caso de que se desee conocer la dirección de la aceleración, sin embargo para efectos del presente proyecto determinar la dirección del movimiento no es relevante, por lo que el siguiente paso consiste en unir las tres dimensiones de los vectores tal que se obtenga una sola magnitud de aceleración.

La magnitud del vector de aceleración fue calculada mediante la magnitud euclídeana de los tres valores individuales [x,y,z], a través de la utilización de:

$$\bar{a} = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (2)$$

La señal obtenida mediante la ecuación 2 se observa en la Figura 1, esta señal permite simplificar la extracción de las características de un movimiento producido por una convulsión epiléptica.

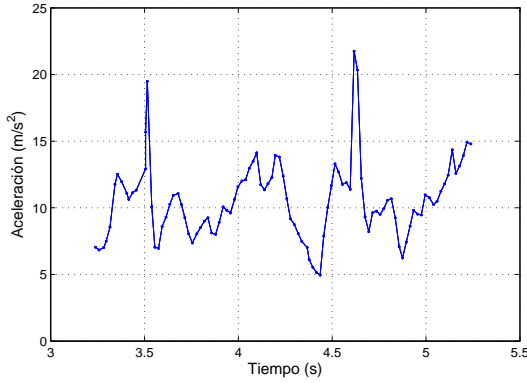


Figura 1. Magnitud de aceleración

II-C. Reducción de ruido

La principal fuente de ruido corresponde al instrumento de medición, en este caso el acelerómetro con el que cuenta el dispositivo inteligente en el cual se ejecutará la aplicación. Por ejemplo, un ligero cambio en la orientación del teléfono es bastante común incluso en una posición de espera, y esto puede dar lugar a un pico anómalo en la señal resultante.

Para eliminar el ruido presente en la señal, se realizará un suavizado de la misma. Al procesar la señal mediante el método de suavizado (*smooth*), se busca crear una función aproximada consiguiendo así capturar los patrones importantes de la señal, dejando fuera el ruido.

Tomando en cuenta la carga computacional, las características de la señal y el objetivo de la aplicación se utiliza el suavizado exponencial simple determinado en 3.

$$S_t = \alpha * y_t + (1 - \alpha)S_{t-1} \quad t > 0 \quad (3)$$

Donde:

α : coeficiente de suavizado, el cual esta basado en un filtro pasa bajo.

Basándose en la teoría que define que la frecuencia característica de una crisis epiléptica se encuentra entre los 4 y 8 Hz, se establece que la frecuencia de corte del filtro pasa bajo será de 8Hz, además considerando que se ha definido un tiempo de muestreo de 20 ms se obtiene el valor de α que se muestra en la ecuación 6.

$$\alpha = \left(\frac{\Delta_T}{RC + \Delta_T} \right) \quad (4)$$

$$RC = \left(\frac{1}{2 \times \pi \times *f} \right) \quad (5)$$

$$\alpha = \left(\frac{20ms}{0,019894 + 20ms} \right) = 0,501323898 \quad (6)$$

En la Figura 2, se observa la señal original y la señal suavizada, se visualiza claramente como mediante este proceso se eliminan picos de señal que no son representativos en el análisis.

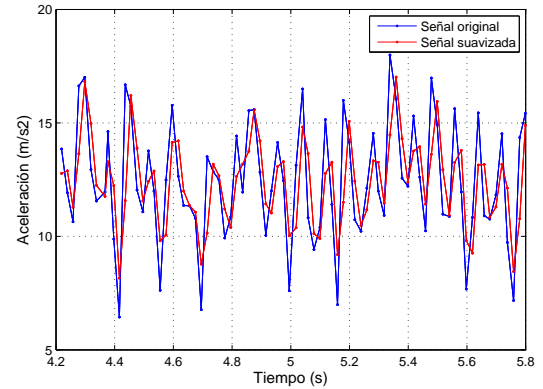


Figura 2. Señal original vs Señal suavizada

III. CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL

Una vez obtenidos los datos característicos de una convulsión epiléptica, se realizó el análisis de la densidad de potencia espectral obteniéndose el resultado mostrado en la Figura 3, en el cual se observa la presencia de dos picos, siendo el primer pico resultado del error del instrumento de medición, por lo que se considera que el segundo pico representa la frecuencia fundamental de 5 Hz ratificando así estudios médicos [1] mismos que establecen que la frecuencia de una convulsión tónico-clónica se encuentra en el rango de 4Hz a 8 Hz.

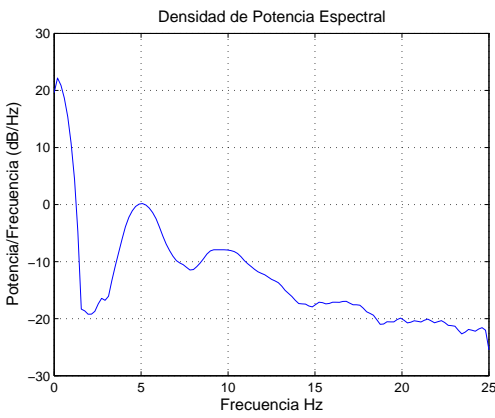


Figura 3. Densidad de Potencia Espectral

Considerando esto, se tomaron datos de distintos movimientos en ventanas de 1 segundo, a una frecuencia de muestreo de 50Hz.

Se determinó la media, varianza y desviación estándar del vector de aceleración tanto para la señal producida por una crisis epiléptica, como para la señal característica de las actividades caminar y correr. En la Tabla II se observa los resultados obtenidos.

Tabla II
MEDIDAS DE DISPERSIÓN DE LA SEÑAL

	Media	Varianza	Desviación estándar
Crisis convulsiva	12,26290622	8,918844458	2,986443446
Caminar	9,923163777	0,592746601	0,769900384
Correr	9,391793146	2,575950453	1,604976776

En la Tabla II resalta que la media de una señal convulsiva es superior a la media de los movimientos caminar y correr, la varianza se eleva considerablemente en relación a los otros movimientos a causa de las características propias del movimiento convulsivo. Finalmente la desviación estándar, igual que en los casos anteriores, es superior en una convulsión, aunque su diferencia con los otros movimientos no es mayor.

IV. DETERMINACIÓN DE ALGORITMO

Considerando que un movimiento convulsivo presenta una frecuencia de 4 a 8 Hz, se emplea un algoritmo que permita identificar la presencia de picos en el transcurso de movimiento, entendiéndose por picos a una variación brusca de la amplitud de la aceleración.

Tomando como referencia el algoritmo Z-Tresh[2], se realiza esta identificación por flanco descendente mediante el establecimiento de una ventana de detección. Los valores de umbral superior e inferior corresponden a sumar y restar respectivamente a la media aritmética del movimiento su desviación estándar.

Para determinar el comportamiento del movimiento convulsivo se graficó la media, varianza y desviación estándar en el transcurso en el cual se desarrolla la convulsión como se

observa en las figuras 4, 5 y 6, concluyendo que el proceso en análisis es un proceso no estacionario.

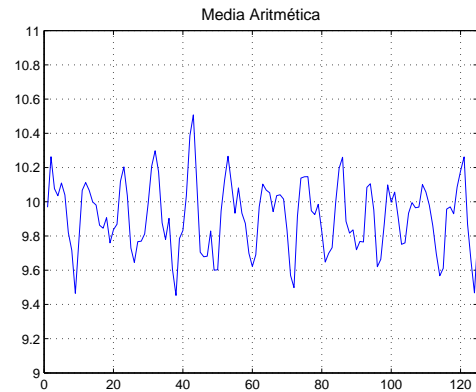


Figura 4. Media aritmética de datos de convulsiones epilépticas

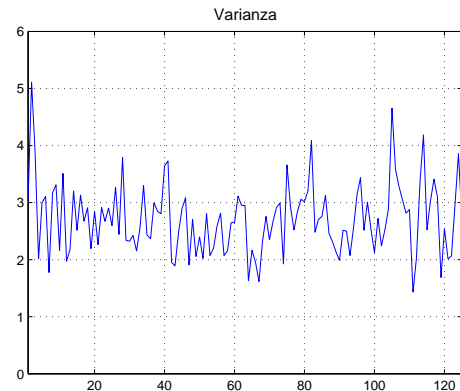


Figura 5. Varianza de datos de convulsiones epilépticas



Figura 6. Desviación estándar de datos de convulsiones epilépticas

Por lo tanto se establece que la aplicación del terminal móvil deberá realizar un ajuste continuo, es decir será personalizada, lo que implica que por cada segundo de una convulsión

calculará la media aritmética y desviación estándar de los datos que cumplan con la frecuencia propia de una crisis convulsiva, estableciendo así nuevos valores de umbral.

V. REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA

V-A. Requerimientos funcionales

A continuación en la Tabla III se observan los requerimientos funcionales del “Sistema para monitoreo de convulsiones tónico-clónicas generalizadas en pacientes con Epilepsia”

Tabla III
REQUERIMIENTOS FUNCIONALES DEL SISTEMA

Requerimiento	Actores	Descripción
Registro de usuario	Paciente Sistema	La aplicación solicita los datos de configuración
Utilización de alarma	Paciente Sistema	El paciente podrá cancelar la alarma
Determinación de posición	Sistema	El sistema accede a la posición GPS una vez detectada una convulsión
Envío de mensaje	Sistema	El sistema envía la posición GPS a números preestablecidos
Visualización de datos	Médico Sistema	El médico visualiza la información en el servidor web

V-B. Requerimientos no funcionales

A continuación en la Tabla IV se observan los requerimientos no funcionales del “Sistema para monitoreo de convulsiones tónico-clónicas generalizadas en pacientes con Epilepsia”

Tabla IV
REQUERIMIENTOS NO FUNCIONALES DEL SISTEMA

Requerimiento	Descripción
Plataforma Android	La aplicación deberá trabajar bajo el S.O. Android 2.2 o posterior
Internet	La aplicación móvil se comunica con el componente web
Servidor Web	El componente web deberá ejecutarse en el servidor Apache Tomcat
Base de datos	El sistema almacena la información en la base de datos MYSQL
Funcionamiento síncrono y asíncrono	La aplicación deberá funcionar tanto en modo <i>online</i> como <i>offline</i>

VI. FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA

La aplicación que se ejecuta en el terminal móvil trabaja en tres etapas básicas:

- **Ingreso e inicio:** La aplicación solicita al usuario ingresar el número de historia clínica para poder iniciar el monitoreo. Además presenta un menú de herramientas que le permite decidir si utiliza el servicio de mensajería y GPS como parte de la alerta. Una vez realizada la configuración se recomienda ubicar el terminal móvil de forma constante a la altura de la cintura dado que la influencia de la componente gravitacional sobre el

acelerómetro en esta posición es menor.

- **Detección de una crisis convulsiva:** La segunda etapa se observa en la Figura 7, esta describe el proceso posterior una vez detectado un movimiento convulsivo. La aplicación en esta etapa utiliza tres recursos, el primero es la alarma sonora, en caso de que se trate de una falsa alarma el usuario podrá cancelarla, volviendo así al estado inicial de espera de la aplicación. Después de que la alarma ha sido iniciada se utilizará el segundo recurso que es el posicionamiento, la aplicación utilizará el GPS determinando la longitud y latitud del dispositivo móvil. Finalmente la información determinada en el punto anterior será enviada utilizando el tercer recurso, que consiste en enviar los datos por medio de un mensaje de texto a través de la red de telefonía celular.



Figura 7. Etapa de detección de convulsión

- **Conexión al servidor:** La aplicación inicialmente intenta establecer una comunicación con el servidor web, si ésta resulta exitosa entonces los datos serán enviados y almacenados en el servidor para su posterior análisis y visualización, este proceso corresponderá al funcionamiento del sistema en modo *online*. En el caso de que no sea posible establecer una conexión entre la aplicación y el servidor web, la información será almacenada en una base de datos local que se creará en el dispositivo móvil, siendo este el funcionamiento del sistema en modo *offline*, cabe mencionar que la aplicación intentará establecer la conexión al servidor para poder enviar los datos no sincronizados.

VI-A. Interfaz de aplicación móvil

En la Figura 8, se observa la interfaz de usuario de la aplicación instalada en el dispositivo móvil la cual cuenta con los botones para iniciar y detener su funcionamiento.

VI-B. Interfaz de aplicación web

La función principal del servidor web es permitir visualizar la información correspondiente a cada uno de los pacientes que utilizarán el sistema de monitoreo.

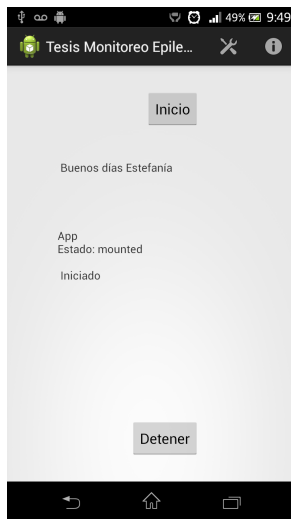


Figura 8. Interfaz de aplicación del dispositivo móvil

El servidor web contempla las siguientes características:

- Cuentas independientes para cada uno de los pacientes registrados.
- La información es actualizada de manera automática.
- Permite visualizar de forma gráfica la evolución de las crisis epilépticas.
- Empleo de una base de datos para el registro y almacenamiento de la información de cada uno de los pacientes.

Al seleccionar uno de los pacientes registrados y el mes requerido, la página web despliega de forma gráfica la incidencia de crisis convulsivas por semana como se observa en la Figura 9. Se realiza de esta manera por requerimiento de médicos relacionados con el tema.



Figura 9. Grafica de incidencias mostrada en página web

VII. CONCLUSIONES

El acelerómetro mide la aceleración del dispositivo a través de los ejes $[x,y,z]$, valores decimales obtenidos a partir del vector de gravedad; considerando que no es relevante determinar la dirección del movimiento el vector analizado corresponde al resultado de la media euclidiana de estos vectores, trabajando así con una sola magnitud de aceleración.

El algoritmo diseñado identifica la presencia de picos en el transcurso de movimiento convulsivo, esto lo realiza por flanco descendente mediante el establecimiento de una ventana

de detección. Los valores de umbral superior e inferior corresponden a sumar y restar respectivamente a la media aritmética del movimiento su desviación estándar.

Una vez analizado el comportamiento de la media aritmética, varianza y desviación estándar de un movimiento convulsivo se concluye que se trata de un movimiento no determinístico, por lo que es necesario realizar un ajuste continuo de los valores de umbral es decir se los calculará en cada segundo de una convulsión.

Se recomienda verificar los datos ingresados en la aplicación como son el número de historia clínica y teléfono de contacto, además iniciar previamente el servicio de ubicación GPS, de tal manera que se pueda realizar un correcto registro de la información a ser enviados al servidor.

REFERENCIAS

- [1] R. D. Adams, *Principios de Neurología de Adams y Victor*. McGraw Hill, 2013.
- [2] A. Medins, "Real time pothole detection using android smartphones with accelerometers," *IEEE*, 2011.
- [3] A. M. Valencia, "El usuario de 'smartphones' se llena de aplicaciones que no usa," *Diario El Comercio*, 2013, extraído febrero 2, 2013.
- [4] C. Commons, "Página de desarrolladores de android," 2013, extraído febrero 4, 2013.
- [5] K. Pesantez, "Vigilantes electrónicos," *Revista Vistazo*, 2013, extraído febrero 2, 2013.
- [6] I. OMS, ILAE, "Informe sobre la epilepsia en latinoamerica,," 2011, extraído febrero 5, 2013.
- [7] Gartner, "Asia, pacific led worldwide mobile phone sales to growth in first quarter of 2013," 2013, extraído septiembre 20, 2013.
- [8] ILAE, *Commission on Classification and Terminology*. www.ilae.org, 2010.
- [9] L. M. Nogueira, "Evaluating android os for embedded real-time systems," *IP Hurray, Technical Report*, 2010.
- [10] G. Herraiz, "Android," Master's thesis, Universidad Politécnica de Valencia, 2012.
- [11] J. Aranaz, "Desarrollo de aplicaciones para dispositivos móviles sobre la plataforma android de google," Master's thesis, Universidad Carlos III e Madrid, 2010.
- [12] *El gran libro de Android*. Marcombo, 2012.
- [13] D. James, "An accelerometer based sensor platform for insitu elite athlete performance analysis," *IEEE Repository*, 2004.
- [14] N. SEMATECH, "Process or product monitoring and control," 2012, extraído noviembre 07, 2013.
- [15] F. Ableson, *Android guía para desarrolladores*. ANAYA, mayo 2011.
- [16] T. A., *Sistemas Distribuidos*. Pearson Education, 2008.
- [17] T. Ruiz, "El acelerómetro de un dispositivo android," extraído septiembre 23, 2013.
- [18] T. Reenskaug, "More deeply, the framework exists to separate the representation of information from user interaction," extraído septiembre 23, 2013.
- [19] Reenskaug, "More deeply, the framework exists to separate the representation of information from user interaction," extraído septiembre 23, 2013.
- [20] json.org, "Introducción a json," 2013, extraído junio 29, 2013.



Estefanía Paredes nació en Quito, Ecuador en 1990. En el 2008 culminó sus estudios secundarios en el Colegio "Nuestra Madre de la Merced". Egresó de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE de la carrera de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones en el 2013. Sus intereses de investigación abarcan las comunicaciones de fibra óptica y el diseño de redes.



Doris Crespo nació en Quito, Ecuador en 1990. Culminó sus estudios secundarios en la Unidad Educativa Manuela Cañizares.^{en} el 2008. En el 2013 egresó de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE de la carrera de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones. Sus intereses de investigación incluyen el diseño de redes de fibra óptica y la Telemedicina.